

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2004-261581

(P2004-261581A)

(43) 公開日 平成16年9月24日(2004.9.24)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 18/04

A 6 1 B 1/00

F I

A 6 1 B 17/38

3 1 0

A 6 1 B 1/00

3 0 0 J

テーマコード (参考)

4 C 0 6 0

4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L 外国語出願 (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2003-325020 (P2003-325020)

(22) 出願日 平成15年9月17日 (2003.9.17)

(31) 優先権主張番号 245928

(32) 優先日 平成14年9月18日 (2002.9.18)

(33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 595057890

エシコン・エンドーサージェリィ・インコーポレイテッド

Ethicon Endo-Surgery, Inc.

アメリカ合衆国、45242 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4545

(74) 代理人 100066474

弁理士 田澤 博昭

(74) 代理人 100088605

弁理士 加藤 公延

(74) 代理人 100123434

弁理士 田澤 英昭

最終頁に続く

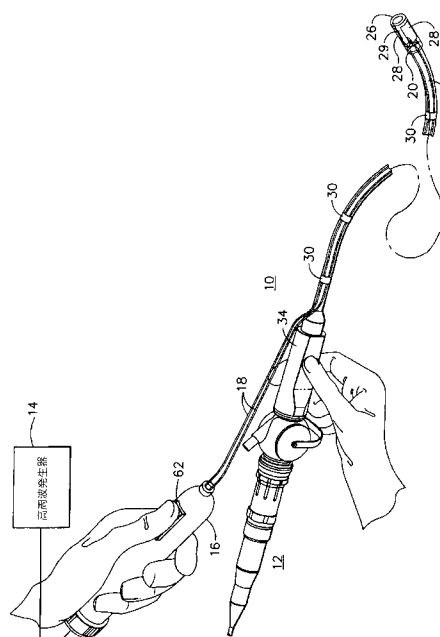
(54) 【発明の名称】 複数の電極を備えた内視鏡アブレーションシステムおよびアブレーション方法

(57) 【要約】

【課題】 食道の病変組織を治療するための改良された内視鏡アブレーションシステムを提供する。

【解決手段】 複数の電極と、隣接する電極のそれぞれの対の間の観察窓とを含み得る組織アブレーションシステムを提供する。体腔の内周部の組織をアブレーションするために、これらの電極に所定のシーケンスでエネルギーが加えられる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

患者の体の組織を電気外科的に治療するためのアブレーションシステムであって、
それぞれが外周 P を有する複数の電極と、
それぞれが前記複数の電極の隣接する対間に位置する複数の観察窓とを含み、
隣接する前記複数の電極が、距離 d 離れた隣接する平行な縁を有し、アブレーション
指数 $I = P / d$ が約 1 ~ 約 200 の範囲であることを特徴とするアブレーションシステム
。

【請求項 2】

体の器官の内腔の表層組織をアブレーションするための方法であって、
隣接する電極が約 1 ~ 約 200 の範囲のアブレーション指数を有するように複数の電極
対を設けるステップと、
前記内腔内に前記電極対を配置するステップと、
前記隣接する電極にエネルギーを加えて前記組織をアブレーションしながら、それら電
極間の組織を観察するステップとを含むことを特徴とするアブレーション方法。

【請求項 3】

体腔内の組織をアブレーションするための方法であって、
隣接する電極が約 15 ~ 約 35 の範囲のアブレーション指数を有するように複数の電極
対を設けるステップと、
前記体腔内に前記電極対を配置するステップと、
前記電極の周りに内腔を収縮させて密着させるステップと、
前記電極にエネルギーを加えて前記組織をアブレーションするステップとを含むことを
特徴とするアブレーション方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本願は、2002年3月25日出願の米国特許出願第10/105,722号の一部継
続出願である。

【0002】

本発明は内視鏡アブレーションシステムに関し、特に、食道において組織をアブレーシ
ョンするために適合された複数の電極を備えた内視鏡アブレーションシステム及びアブ
レーション方法に関する。

【背景技術】

【0003】

世界中で相当数の人が、重度の胸焼けに関連する胃食道逆流疾患（GERD）を患って
いる。少なくとも週に1回胸焼けがある人は、その生涯で食道癌のリスクが高いと報告さ
れている。治療しないで放置すると、慢性胃食道逆流疾患により、食道の内膜が鱗状粘膜
（squamous mucosa）から円柱状粘膜（columnar mucosa）に変化することがある。この円
柱状粘膜は、腸上皮化生即ちバレット食道を含む場合がある。治療しないで放置すると、
バレット食道が食道癌を引き起こす場合がある。食道癌の一般的な外科処置は食道切除術
（食道の除去）である。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

従って、科学者及び技術者が、食道の病変組織を治療するための改良された医療器具を
求めている。

【課題を解決するための手段】

【0005】

一実施形態では、本発明は患者の組織を治療するためのアブレーションシステムを提供
する。このアブレーションシステムは複数の電極対を含む。隣接する電極は、約 1 ~ 約 2

10

20

30

40

50

00、より具体的には約15～約35の範囲のアブレーション指数： $I = P / d$ を提供する。ここで、Pは電極の外周であり、dは隣接する電極間の距離である。このアブレーションシステムは、それぞれの隣接する電極対間に位置する観察窓を含み得る。アブレーションシステムはまた、所定のシーケンス及び／または所定の継続時間に従って電極に電流を流す電源を含み得る。隣接する電極にエネルギーを加えて、体腔において過度に電極を回動させて再配置することなく、体腔の内周を観察及びアブレーションすることができる。一実施形態では、アブレーションシステムは、シース、そのシースの先端部に配置されたアブレーションキャップ、そのアブレーションキャップに配置された複数の電極、それぞれの隣接する電極対間に位置する観察窓を含む。

【0006】

本発明はまた、食道等の患者の体腔内で組織を治療するための方法を提供する。この方法は、約1～約200の範囲のアブレーション指数を有する複数の電極対を用意するステップと、内腔内に電極対を配置するステップと、電極間の組織を観察しながら隣接する電極間にエネルギーを加えてその組織をアブレーションするステップとを含む。一実施形態では、この方法は真空を利用するなどして電極の周りに内腔を収縮させて密着させるステップを含む。

【発明の効果】

【0007】

食道の病変組織を治療するための改良された内視鏡アブレーションシステムが提供される。

【発明を実施するための最良の形態】

【0008】

本発明の新規の特徴は、添付の特許請求の範囲に詳細に記載されている。しかしながら、本発明の構成や手術の方法、並びに本発明の更なる目的及び利点は、添付の図面を用いた以下の詳細な説明から十分に理解できよう。

【0009】

図1を参照すると、本発明に従った内視鏡アブレーションシステム10が示されている。内視鏡アブレーションシステム10は、オリンパス社（Olympus Corporation）が販売するGIF-100モデル等の軟性内視鏡12（単に内視鏡12とも記載する）に取り付けられている。軟性内視鏡12は、内視鏡ハンドル34及び可撓性シャフト32を含む。内視鏡アブレーションシステム10は通常、アブレーションキャップ20、複数の導線18、スイッチ62を備えたハンドピース16、及び高周波発生器14を含む。アブレーションキャップ20は、複数のクリップ30を用いて可撓性シャフト32に取り付けられた導線18及び可撓性シャフト32の先端部を受容する。アブレーションキャップ20は、硬質支持部材26、複数の電極28、及び電極28間に配置された観察窓29を含む。この実施形態では、硬質支持部材26は、ポリカーボネート等の透明な材料から形成され、観察窓29は、電極28間の硬質支持部材26の一部である。ハンドピース16のスイッチ62を手動で操作して、電極18を高周波発生器14に対して接続したり切断することができる。別法では、スイッチ62は、例えばフットスイッチ（図示せず）等に取り付けることができる。

【0010】

高周波発生器14は、エルベ社（Erbe, GmbH）が販売するモデル番号ICC350を含む市販されている多数のモデルの1つである従来の二極性／単極性電気外科用発生器である。本発明に、二極モード或いは単極モードの何れかを用いることができる。アブレーションキャップ20上に2つの電極18を備えた二極モードを用いる場合は、一方の電極が二極の内の方の極性に電気的に接続され、他方の電極は二極の他方の極性に電気的に接続される。3つ以上の電極18を用いる場合は、電極18の極性は、全ての2つの隣接する電極が異なった極性を有するように交互にする。

【0011】

2つ以上の電極18を備えた単極モードを用いる場合は、患者に対する接地パッドを必

10

20

30

40

50

要としない。なぜなら、単極モードの場合、発生器は通常、患者に対する接地パッドの接続を検出すると作動するように構成されているため、患者に対する接地パッドの接続を模したインピーダンス回路を提供するのが有効である。従って、本発明の装置が接地パッドを用いない単極モードで用いられる場合、当業者がインピーダンス回路を作成して、このインピーダンス回路を、１本の導線１８に電氣的に直列に接続することができる。導線１８は、別の方法では単極電気外科手術中に接地パッドと共に用いられる。インピーダンス回路を用いることにより、患者に取り付けられる接地パッドを用いることなく単極モードで発生器を使用することができる。

【００１２】

本発明の内視鏡アブレーションシステム１０を作動させるために必要な最適な出力レベルは、約１０ワット～５０ワットの範囲であるが、内視鏡アブレーションシステム１０はそれよりも高い或いは低い出力レベルでも機能する。

【００１３】

図２は、図１に示されている内視鏡アブレーションシステム１０のアブレーションキャップ２０の拡大図である。可撓性シャフト３２の先端部がアブレーションキャップ２０に嵌合している。電極２８が、硬質支持部材２６の外面に配置されている。この支持部材２６は、この実施形態では円筒状である。硬質支持部材２６はまた、外周断面の少なくとも一部が弧状ではない形状を含む別の円筒状にしてもよい。例えば、硬質支持部材２６がＤ型の断面を有し、電極２８がＤ型の平坦な部分に配置される。導線１８は、互いに電氣的に絶縁されており、電極２８等に対する電気接続以外の部分は被覆されている。軟性内視鏡１２の可撓性シャフト３２の先端部は、光源４０、映像用ポート３８、及び動作チャネル３６を含む。映像用ポート３８は、術者がディスプレイモニター（図示せず）でイメージを見ることができるよう、軟性内視鏡１２内のＣＣＤカメラ等の光学装置にその視野内のイメージを送る。図２に示されている実施形態では、可撓性シャフト３２の先端部が電極２８及び観察窓２９に近接しているため、術者が観察窓２９により電極２８間の組織を見ることができる。

【００１４】

図３を参照すると、電極２８の特定の実施形態の幾何学的関係が示されている。この実施形態では、幅が「 w 」、長さが「 L 」の２つの矩形電極２８が、距離「 d 」によって離隔された平行な隣接した縁８を有する。この幾何学的関係を用いて、後述するようなアブレーション可能な位置、大きさ、形状、及び深さに対して所定の重要性を有するアブレーション指数を計算することができる。観察窓２９（例えば図２）は、電極２８間の $d \times L$ の矩形の面積によって概ね画定される。

【００１５】

図４は、人の食道４２の下端部及び胃５４の上側部分の断面図である。食道４２は、粘膜層４６、筋肉層４４、及び病変組織４８の領域を有する。食道４２の粘膜層４６と胃５４の胃粘膜５０との境界は胃－食道接合部５２であり、概ね下部食道括約筋（LES）の位置である。LESにより食物が胃５４に進入でき、一方で胃５４の内容物が食道４２の下側に逆流して粘膜層４６を傷つけるのが防止される。病変組織４８は、慢性逆流を治療しないで放置した場合に発生し得る。病変組織４８が、パレット食道の初期段階である腸上皮化生である場合がある。図４から分かるように、食道は比較的弛緩しており、表面に様々な皺及び凹凸がある。

【００１６】

図５を参照すると、下部食道４２の病変組織４８を治療するために使用される内視鏡アブレーションシステム１０が例示されている。術者は、治療する病変組織４８が観察窓２９の下側にくるように、内視鏡の映像を利用してアブレーションキャップ２０を配置する。

【００１７】

図６は、本発明に従った内視鏡アブレーションシステム１０を用いて治療された組織を示す下部食道４２の断面図である。図６では、治療された組織５６の大きさ及び形状は、

10

20

30

40

50

観察窓 29 の大きさ及び形状に実質的に一致する。

【0018】

術者は、図 1 及び図 5 に示されている本発明の内視鏡アブレーションシステム 10 の実施形態を用いて以下に説明するように病変組織 48 を治療することができる。術者は、内視鏡 12 の可撓性シャフト 32 を口から下部食道 42 に挿入する。術者がアブレーションキャップ 26 を介した内視鏡による映像を用いて、治療する病変組織 48 に近接して電極 28 を配置する時に、硬質支持部材 26 により下部食道 42 を開いた状態に維持する。硬質支持部材 26 は、弛緩した下部食道 42 の一部を開いて支持し、治療する組織が電極 28 及び観察窓 29 に密着するようにする。窓 29 を介して視認しながら、術者はスイッチ 62 を操作して、導線 18 により電極 28 を高周波発生器 14 に電氣的に接続する。次に、観察窓 29 に位置する病変組織に電流を流す。術者が、観察窓 29 における組織の十分なアブレーションを確認したら、スイッチ 62 を操作してアブレーションを停止する。次に術者は、組織を治療するために電極を再び配置してもよいし、軟性内視鏡 12 と共にアブレーションキャップ 26 を引き戻してもよい。図 6 に例示されているように、治療された組織 56 は観察窓 29 の幅及び長さを実質的に同じである。

10

【0019】

図 7 を参照すると、内視鏡アブレーションシステム 10 の別の実施形態が示されている。この内視鏡アブレーションシステム 10 は通常、アブレーションキャップ 20、シース 63、一对の導線 18、スイッチ 62 を備えたハンドピース 16、及び高周波発生器 14 を含む。術者は、シース 63 に接続された回動ノブ 58 を操作して、軟性内視鏡 12 の可撓性シャフト 32 に対してアブレーションキャップ 20 を回動させることができる。アブレーションキャップ 20 は、硬質支持部材 26、少なくとも 2 つの電極 28、及び少なくとも 1 つの観察窓 29 (隣接する一对の電極間に位置する) を含む。シース 63 は、外側チューブ 64 に覆われた回動チューブ 22 を含む。アブレーションキャップ 20 は、シース 63 の先端部に直接取り付けられている。回動チューブ 22 は、例えば波形ポリエチレンチューブ材料等の材料から形成することができ、従来の軟性内視鏡をスライド式に受容する。外側チューブ 64 は、ポリオレフィン等の感熱収縮チューブ材料から形成するのが好ましい。導線 18 は、外側チューブ 64 を取り付け収縮させる前に、回動チューブ 22 の周りに螺旋状に巻かれるため、巻かれた状態に維持される。図 7 に示されている実施形態では、例えばダックビルバルブ等を用いることができるバルブ 60 (テーパ状エンドカバーとも呼ぶ) が、硬質支持部材 26 の先端部に接続されている。バルブ 60 を用いることにより、術者が軟性内視鏡 12 の先端部を硬質支持部材 26 の先端部を越えて延在させて、特に挿管法を実施している際に組織構造の映像を改善することができる。術者はまた、軟性内視鏡 12 の先端部を硬質支持部材 26 内に格納して観察窓 29 及び電極 28 を視認することができ、その一方で、硬質支持部材 26 に体液が侵入してその体液が軟性内視鏡 12 と接触して映像が悪化するのを防止する。

20

30

【0020】

当業者であれば、特に関連する医療処置及び解剖学的構造に適合された、バルブ 60 の様々な代替の実施形態を想像できるであろう。例えば、本発明の代替の実施形態では、バルブ 60 の先端部を更にテーパ状に細くして、食道内に挿入し易くすることができる。バルブ 60 は更に、食道内への挿管法を実施している際に医師がバルブ 60 を介して映像化できるように透明にし、その一方で軟性内視鏡 12 の先端部に体液が接触するのを防止することができる。

40

【0021】

図 8 は、図 7 の内視鏡アブレーションシステム 10 の長手方向の軸に沿って見た断面図である。可撓性シャフト 32 の先端部は、内視鏡アブレーションシステム 10 の回動チューブ 22 の内側にある。一对の導線 18 が、回動ノブ 58 の歪みリリース 66 を通って、外側チューブ 64 と回動チューブ 22 との間に延在する。それぞれの導線 18 は、アブレーションキャップ 20 上の 1 つの電極 28 に電氣的に接続されている。回動チューブ 22 により、回動ノブ 58 とアブレーションキャップ 20 とが回動可能に接続されているため

50

、たとえ食道内に挿入した後であっても、回転ノブ５８を遠隔操作して術者が電極２８の向きを回転させることができる。可撓性シャフト３２の先端部が、シース６３の先端部からアブレーションキャップ２０内に延びて電極２８に近接している。電極２８間の観察窓２９が、軟性内視鏡１２の視野内にあるため、術者が電極１８間に位置する組織をディスプレイモニターで視認することができる。バルブ６０が、アブレーションキャップ２０の先端部から延びており、これによりアブレーションキャップ２０に組織や体液が侵入するのが防止される。

【００２２】

図９は、図８の内視鏡アブレーションシステム１０のアブレーションキャップ２０の線 9-9に沿って見た断面図である。各導線１８が各電極２８にそれぞれ接続され、硬質支持部材２６の電極２８間の部分が観察窓２９を画定している。回転チューブ２２が可撓性シャフト３２を保持している。回転チューブ２２の内径は、軟性内視鏡１２の外径よりも大きいため、軟性内視鏡１２を静止した状態に保持したまま、回転チューブ２２を回転させることができる。またこの逆の操作も可能である。この実施形態では、観察窓２９を形成する硬質支持部材２６の少なくとも一部が透明であり、術者が内視鏡で電極２８間の組織を見ることができる。軟性内視鏡１２は、光源４０、映像用ポート３８、及び動作チャンネル３６を含む。

【００２３】

図１０は、図８の内視鏡アブレーションシステム１０の回転チューブ２２の線１０-１０に沿って見た断面図である。外側チューブ６４が回転チューブ２２に取り付けられ、既に説明したように導線１８が保持されている。軟性内視鏡１２の光源４０、映像用ポート３８、及び動作チャンネル３６が示されている。

【００２４】

図１１を参照すると、本発明に従った内視鏡アブレーションシステム１０の更なる実施形態が示されている。可撓性アブレーションキャップ２４が、可撓性支持部材６８、及び電極スレッド７０に取り付けられた少なくとも２つの電極２８を含む。この電極スレッド７０は、スレッドハウジング７６内に受容される或いはスレッドハウジング７６から延出する。可撓性アブレーションキャップ２４が、可撓性シャフト３２の先端部に取り付けられている。前記した実施形態と同様に、導線１８が電極２８に電氣的に接続されている。この導線１８は、複数のクリップ３０によって可撓性シャフト３２に取り付けることができる。また、ハンドピース１６のスイッチ６２により、導線１８が高周波発生器１４を電氣的に接続される。

【００２５】

図１２は、電極スレッド７０が十分に延出した、図１１に例示された内視鏡アブレーションシステム１０の可撓性アブレーションキャップ２４の拡大図である。スレッドハウジング７６は、柔らかくて柔軟なパウチ状の容器であり、術者が内視鏡アブレーションシステム１０を食道内に挿入する時に粘膜を傷付けないようにするためにＰＴＦＥ等の材料から形成することができる。スレッドハウジング７６及び可撓性支持部材６８は単体として成形することができる。電極スレッド７０は、例えばポリカーボネート等の透明な硬質材料から形成することができる。図１２に示されているように、電極スレッド７０は、２つの電極２８、観察窓２９、および２本の銅線１８を含む。少なくとも電極スレッド７０の観察窓２９を形成する部分は、術者が電極２８間の組織を内視鏡で見ることができるように透明である。可撓性支持部材６８は、電極スレッド７０を受容するように適合されたスレッドガイド７８を含む。延出した位置にスレッド７０を延出させると、可撓性支持部材６８が補強され、アブレーションに好適である。スレッド７０を格納した位置に戻すと、可撓性支持部材６８が曲がるようになり、挿管に好適である。駆動ケーブル７４が導線１８を保持し、スレッドハウジング７６内を基端方向に延びてスリーブ７２内に至っている。スリーブ７２は、固定クリップ３１によって可撓性シャフト３２に取り付けられている。従って、駆動ケーブル７４を延ばすと電極スレッド７０が先端側に移動し、駆動ケーブル７４を引き戻すと電極スレッド７０がスレッドハウジング７６内に基端側に移動する。

【 0 0 2 6 】

図 1 3 を参照すると、電極スレッド 7 0 がスレッドハウジング 7 6 内に引き戻されて格納された位置にある、図 1 1 の内視鏡アブレーションシステム 1 0 の可撓性アブレーションキャップ 2 4 が示されている。

【 0 0 2 7 】

図 1 4 ~ 図 1 6 は、図 1 1 に例示された可撓性アブレーションキャップ 2 4 の別の図面である。図 1 4 は、電極スレッド 7 0 が延出した位置にある可撓性アブレーションキャップ 2 4 の平面図である。図 1 5 は、電極スレッド 7 0 が延出した位置にある可撓性アブレーションキャップ 2 4 の側面図である。図 1 4 及び図 1 5 では、電極スレッド 7 0 は、電極 2 8、観察窓 2 9、及び電極 2 8 に接続された導線 1 8 を含む。可撓性支持部材 6 8 はスレッドガイド 7 8 を含む。導線 1 8 を受容する駆動ケーブル 7 4 は、スレッドハウジング 7 6 内に受容されており、基端方向に延びてスリーブ 7 2 内に至っている。図 1 6 は、図 1 1 に例示された内視鏡アブレーションシステム 1 0 の可撓性アブレーションキャップ 2 4 の端面図である。図 1 6 は、スレッドガイド 7 8 の構造、並びにスレッドガイド 7 8 と電極スレッド 7 0 の係合を例示している。

【 0 0 2 8 】

図 1 7 は、内視鏡ハンドル 3 4 を備えた内視鏡 1 2 と共に用いる内視鏡アブレーションシステム 1 0 の更なる実施形態を例示する図である。内視鏡アブレーションシステム 1 0 は通常、回動ノブ 5 8、シース 6 3、アブレーションキャップ 8 2、及びテーパ状エンドカバー 8 4 を含む。アブレーションキャップ 8 2 は更に、アブレーションキャップ開口 8 6 を含む。この実施形態では、導線 1 8 がシース 6 3 の外側に螺旋状に巻かれ、少なくとも 1 つのクリップ 3 0 によってシース 6 3 に固定されている。内視鏡アブレーションシステム 1 0 は更に、アクチュエータ 9 0 及びタイマ 9 1 を含む。アブレーションキャップ 8 2 上の複数の電極 2 8 (この図面では隠れている) が、一对の導線 1 8 によってアクチュエータ 9 0 に電氣的に接続されている。術者はアクチュエータ 9 0 を手動で操作して、タイマ 9 1 により、電極 2 8 が高周波発生器 1 4 に電氣的に所定時間接続されるようにできる。次に術者は、制御スイッチ 9 2 (高周波発生器では一般的な足踏み式制御スイッチとすることができる) を操作して、高周波発生器 1 4 を作動させる。高周波発生器 1 4 が作動すると、タイマ 9 1 により高周波発生器 1 4 が電極 2 8 に自動的に所定時間接続される。ここに記載した内視鏡アブレーションシステムの実施形態の場合は、好適な所定時間の長さは、約 0.1 秒から 10 秒の範囲であり、好ましくは約 1 秒である。しかしながら、所定の時間の長さは、電極のジオメトリ、高周波発生器に用いられる出力レベル、治療する組織の種類、及びその他の因子によって様々である。タイマ 9 1 は、制御スイッチ 9 2 を備えた高周波発生器 1 4 の出力に電氣的に直列に接続された従来のタイマ回路を含む。術者が制御スイッチ 9 2 を作動させると、高周波発生器 1 4 からの電流により、タイマ 9 1 の内部で二次電流が誘導される。この二次電流によりタイマ 9 1 のタイマ回路が瞬時に作動し、これによりタイマ 9 1 の内部のリレーによって高周波発生器 1 4 の出力が電極 2 8 に接続される。所定時間が経過すると、リレーが自動的に回路が閉止し、高周波発生器 1 4 が電極 2 8 から電氣的に切断される。従って、組織のアブレーションを開始するために電極 2 8 にエネルギーを加える時は術者が制御し、アブレーションの停止をする時は、たとえ術者が制御スイッチ 9 2 を作動させていてもタイマ 9 1 が制御する。タイマ 9 1 により、観察窓における病変組織のアブレーションを確実に終了でき、高周波エネルギーの印加に関連する術者のエラーの可能性を大幅に低減することができる。

【 0 0 2 9 】

図 1 7 のタイマ 9 1 及びアクチュエータ 9 0 は、図 1 のハンドル 1 6 及びスイッチ 1 6 によく似たスイッチを備えたハンドルとして設けることができる。別法では、タイマ 9 1 及びアクチュエータ 9 0 は、高周波発生器 1 4 及び制御スイッチ 9 2 に組み合わせて、テーブルトップユニット (図示せず) に組み込んでもよいし、また、当業者に明らかな様々な方法で電氣的にパッケージ化してもよい。アクチュエータ 9 0、タイマ 9 1、高周波発生器 1 4、及び制御スイッチ 9 2 は、内視鏡アブレーションシステム 1 0 の再使用可能な

10

20

30

40

50

部分を構成し得る。導線 18、シース 63、回動ノブ 58、及びアブレーションキャップ 82を含む残りの部分は、例えば 1 回使用した後に廃棄することができる比較的低コストの滅菌装置として用意することができる。

【0030】

図 18～図 20 は、図 17 に示されている内視鏡アブレーションシステム 10 の先端部の断面図であって、電極 28 の代替位置を例示している。図 18～図 20 は、可撓性カップリング 88 の基端部に挿入されたシース 63 の先端部を示す。このシース 63 の先端部は、シース 63 の周りを強く圧迫するリング 94 及び可撓性カップリング 88 の基端部によって取り付けられている。可撓性カップリング 88 の先端部の内側に設けられた複数の環状の突出部 96 が、アブレーションキャップ 82 の硬質支持部材 26 の基端部に設けられた同様の複数の環状の溝 98 に係合して、可撓性カップリング 88 の先端部が、硬質支持部材 26 の基端部に取り付けられている。可撓性カップリング 88 は、シリコンゴム等の可撓性チューブ材料から形成され、アブレーションキャップ 82 に対してシース 63 を弱い力で曲げることができ、これによりアブレーションキャップ 82 を患者の食道内に容易に挿入することができる。硬質支持部材 26 の先端部は、テーパ状エンドカバー 84 の基端部の内側に設けられた複数の環状突出部 97 を保持するための複数の環状溝 99 を含む。テーパ状エンドカバー 84 は、一般に柔軟な押出しチューブ材料に用いられる透明或いは薄い色のポリウレタン等の透明な柔軟な材料から形成される。テーパ状エンドカバー 84 は更に細長い先端部 104 を含み、これにより術者がアブレーションキャップ 82 を食道内に容易に挿入することができる。

10

20

【0031】

テーパ状エンドカバー 84 は、図 18 に示されているように内視鏡 12 の先端部をテーパ状エンドカバー 84 の内部に部分的に配置することができるように中空である。これにより、術者が食道の内部を視認することができ、かつ観察を妨げ得る組織構造や体液から内視鏡 12 の先端部が保護される。テーパ状エンドカバー 84 は、内視鏡を挿入する前に食道を拡張するべく、内視鏡術者が一般に用いるブジーチューブ (bougie tube) のような形状である。テーパ状エンドカバー 84 の先端部 104 は、アブレーションキャップ 82 を食道内に配置し易くするために、術者がアブレーションキャップ 82 及びシース 63 内をガイドワイヤを通せるようにチャンネル 102 を含む。

【0032】

図 18～図 20 に示されているように、電極 28 は、アブレーションキャップ 82 の様々な位置に設けることができる。図 18 では、電極 28 は、テーパ状エンドカバー 84 の先端部 104 近傍の外面上に取り付けられている。図 18 に示されているように、電極 28 は、内視鏡 12 の先端部の直径よりも小さな断面直径を有するテーパ状エンドカバー 84 の部分に配置されている。図 19 に示されているように、電極 28 はまた、図 1 及び図 7 に示されている実施形態と同様に硬質支持部材 26 に取り付けることができる。図 19 に示されている 1 本の導線 18 の一部を、はんだ及び/または圧縮接続によって 1 つの電極 28 に電氣的に接続することができる。(導線 18 は、図 18 及び図 22 には示されていない)。図 20 では、電極 28 は、一部が硬質支持部材 26 に配置され、残りの部分がテーパ状エンドカバー 84 に配置されている。図 18～図 20 の例に示されているように、電極 28 は様々な大きさ及び形状にすることができ、更にアブレーションキャップ 82 の様々な位置に設けることができるが、所望のアブレーションの質を達成するために、図 3 を用いて説明した幾何学的関係に従うのが重要である。

30

40

【0033】

再び図 18～図 20 を参照すると、硬質支持部材 26 はまた、側面開口 86 を含む。図示されている例では、側面開口 86 は矩形であって、可撓性カップリング 88 の先端部とテーパ状エンドカバー 84 の基端部との間に位置する。図 19 及び図 20 に示されている例では、側面開口 86 は、電極 26 の反対側の硬質支持部材の側面に設けられている。側面開口 86 により、内視鏡 12 の動作チャンネルを介して送られる器具を用いて、アブレーションキャップ 82 に隣接した組織構造にアクセスすることができる。更に、側面開口 8

50

6により、内視鏡１２（通常は吸引チャンネル及び洗浄チャンネルを含む）とアブレーションキャップ８６の周りの食道の内部との連通が可能となる。従って、術者は、アブレーションを行う組織に近接して電極２８を配置し、内視鏡１２に設けられた吸引ポートで吸引を行うことができる。真空下では食道の内腔の大きさが縮小するため、食道がアブレーションキャップ８２の周りに収縮し、これにより組織が電極２８及び観察窓２９に密着する。従って、電極を均一に接触させて均一なアブレーションができ、処置中に、観察窓による治療する組織の内視鏡観察が改善される。

【００３４】

図２１は、図１７に示されている内視鏡アブレーションシステム１０のシース６３の基端部、回動ノブ５８、及び導線１８の断面図である。回動ノブ５８は、生体適合性ゴム等の柔軟な材料から形成される。回動ノブ５８の基端部は、内視鏡１２（図示せず）の挿入のために用いる穴１１１を備えた基端シール１１０を含む。基端シール１１０の先端側のシース内部及びアブレーションキャップ８２内部が、食道の内部及び軟性内視鏡１２の吸引手段と連通したエンクロージャーを画定する。基端シール１１０により、患者の外側の空気とシース６３内部及びアブレーションキャップ８２の内部との連通が遮断される。従って、図１８～図２０を用いて説明した、内視鏡１２に設けられた吸引チャンネルを用いる技術を利用して、食道の内部を吸引し、食道の内部を電極２８及び観察窓２９と密着させることができる。またシール１１０により、シース６３により体液が吸引されても、その体液は内視鏡１２の外側には流出しない。回動ノブ５８はまた、シース６３の回動チューブ２２の基端部が嵌合する先端側円筒状延長部５７を含む。外側チューブ６４が、回動ノブ５８の先端側円筒状延長部５７に取り付けられた部分を含む、シース６３の全長に亘って受容する。回動チューブ２２は、波形ポリエチレンチューブ材料を含む様々な柔軟なチューブ材料から形成することができる。外側チューブ６４は、取り付け中に加熱することにより回動チューブ２２上に収縮包装できるポリオレフィンから形成するのが好ましい。図２１では、導線１８がシース６３の外側に巻き付けられている。導線１８はまた、シース６３の外側が比較的平滑で食道内に挿入し易いように、回動チューブ２２と外側チューブ６４との間に配置することもできる。回動ノブ５８はまた、操作を容易にする複数のグリップ突出部を含む。

【００３５】

図２２は、患者の食道４１に部分的に挿入された図１７の内視鏡アブレーションシステム１０の先端部分を示す図である。アブレーションを実施する組織に近接して配置するべく術者がアブレーションキャップ８２をゆっくり挿入する際、テーパ状エンドカバー８４が食道４１を拡張する。図示されているように可撓性カップリング８８が曲がり、挿入に必要な力を低減し、患者の外傷（及び術後の痛み）を最小に抑えることができる。

【００３６】

図２３は、内視鏡アブレーションシステム１０の更なる実施形態の先端部の断面図である。図２３は、シース６３、複数の電極２８、図１９に示されたような可撓性カップリング８８を含むアブレーションキャップ１１６内に挿入された内視鏡１２を示す。しかしながら、図２３に示されている実施形態は、硬質支持部材２６の先端部に取り付けられた開口端ピース１１４（テーパ状エンドカバーとも呼ぶ）を含む。開口端ピース１１４は、図１７のテーパ状エンドカバー８４に類似しているが、長手方向の軸に対して垂直に先端部が切断されている。開口端ピース１１４の残りのテーパ部分により、食道内に挿入するのが容易であり、食道壁の体液がアブレーションキャップ１１６内に集まるのが実質的に防止される。開口端ピース１１４は、シリコンゴム等の柔軟な材料から形成されるのが好ましい。術者は、アブレーションキャップ１１６を食道内に挿管している際の内視鏡観察を容易にするために、内視鏡１２の先端部を開口端ピース１１４内に延ばすことができる。術者は、図２３に示されているように格納された位置に内視鏡１２を戻して、隣接する電極２８間に位置する観察窓（図示せず）を介して組織を観察してアブレーションの進行を監視できる。

【００３７】

再び図3を参照すると、硬質支持部材26に取り付けられた時の電極28の大きさ、形状、及び相対位置が示されている。電極間の領域が観察窓を画成する。本発明に従った内視鏡アブレーションシステムでは、電極28の大きさ、形状、及び相対位置は、アブレーション指数Iによって確立される。アブレーション指数は、式(1): $I = P / d$ で表わすことができる。ここで、Pは電極28の外周であり、dは電極28の隣接する縁8との間の距離である。図3に例示された本発明の実施形態では、アブレーション指数Iは、式(2): $I = 2(w + L) / d$ と表わすことができる。ここで、wは電極28の幅であり、Lは電極28の長さである。

【0038】

図3に例示されている電極は矩形の形状であるが、式(1)に従ったアブレーション指数Iを有するその他の形状も、本発明に用いるのに適している。但し、dは実質的に一定、即ち電極の隣接する縁同士が実質的に互いに平行であることが条件である。本発明に従った内視鏡アブレーションシステムでは、アブレーション指数Iは約1～約200の範囲とすることができ、より具体的には図24のグラフの領域「A」によって示されるように約15～35の範囲である。図24のグラフは、様々な異なった条件における様々な異なった電極のジオメトリから得たデータに基づいている。アブレーションの質は、主に得られたアブレーションの面積、深さ、及び色に基づいた1～10の範囲の主観的評価(subjective rating)である。領域Aは、アブレーションの質が1～10のスケールで5以上(平均主観的評価)の場合のアブレーション指数Iを示す。場合によっては、術者は、図24の領域「B」によって示されているようにアブレーション指数を $20 < I < 28$ に維持するのが望ましいであろう。製造、治療する組織の種類、及び医師の嗜好等に関連する実用的な考察は、電極のジオメトリの決定及びアブレーション指数の選択において重要となる。初めのアブレーションを観察窓の下側の組織に実質的に制限して医師によるアブレーションプロセスの制御が可能となる電極の構成を、アブレーション指数を用いて決定することができる。手術に用いる場合、本発明に従った内視鏡アブレーション装置は、所定の範囲内のアブレーション指数を有する電極を含む。このような内視鏡アブレーション器具は、電極間に電位が確立されると(即ち、電極が作動すると)、組織のアブレーションが始まる。しかしながら、初めのアブレーションプロセスでは、電極の下側の組織の殆ど或いは全くアブレーションされず、治療した組織内の熱プロファイルは、電極の縁において実質的に垂直な壁部を有する。更に、電極間を流れる電流の密度が観察窓の下側の組織において極めて高く、治療領域内の組織のアブレーションが加速され、医師が治療領域を正確に制御することができ、健康な組織のアブレーションを制限することができる。更に術者は、観察窓を通して治療する領域の全てを視認することができるため、組織がアブレーションされる程度を正確に制御することができる。術者は、アブレーション窓がアブレーションされた組織で完全に満たされるのを確認して、治療された組織が十分にアブレーションされたかどうかを視覚的に決定することができる。アブレーションされた組織がアブレーション窓全体を満たすと、粘膜が治療した領域に亘って所定の深さで一定にアブレーションされている。アブレーションの実際の深さは、出力を含む様々な変数の関数である。約1mm～2mmの均一なアブレーション深さは、アブレーション窓の治療した組織の色をガイドとして用いて常に達成することができる。1mm～2mmのアブレーション深さは、粘膜における異常な組織を十分にアブレーションでき、その下側の健康な組織を著しく傷つけることがない。

【0039】

図25は、アブレーションキャップ152、制御ユニット150、及び高周波発生器14を含む内視鏡アブレーション9を示す図である。アブレーションキャップ152は、それぞれが制御ユニット150に電氣的に接続された複数の電極156を含む。この実施形態では、電極E1 - 電極E10が複数の電極156を構成し、従来のプリント回路製造技術を用いて、透明なポリアセテート或いはMylarフィルム等の材料から形成される透明な基板158上にプリントすることができる。透明な基板158は、例えば、米国ニュージャージー州ニューブランズウィックに所在のNorland Products社から入手可能なUV硬化

10

20

30

40

50

光学接着剤 No. NOA 68 等を用いて硬質支持部材 154 に接着される。また、複数の電極リード 160 が基板 158 上にプリントされ、制御ユニット 150 に電氣的に接続するべく、絶縁導線（図示せず）に電氣的に接続するためにはんだパッド（図示せず）まで延びている。硬質支持部材 154 は、図 2 に示されている硬質支持部材 26 と同一とすることができる。アブレーションキャップ 152 の基端部は可撓性シャフト 32 に取り付けられている（図 1 を参照）。電極リード 160 及び電極 156 の一部を、組織から絶縁するために誘電体コーティング或いは収縮包装フィルムで被覆することができる。この実施形態では、所定のシーケンス及び所定の継続時間に従って制御ユニット 150 によりそれぞれの電極を個々に作動させることができるように、それぞれの電極に個別に電極リードが設けられている。これにより、電極作動シーケンス及び継続時間を様々に組み合わせて所望の組織アブレーション効果を得ることができる。1 本のリードに 2 つ以上に電極を接続することも可能である。硬いハウジング部材 154 がポリカーボネート等の透明な材料から形成されているため、複数の観察窓が電極間の空間に形成され、アブレーション中に内視鏡で組織を視認することができる。

10

【0040】

図 26 は、図 25 の複数の電極 156 を平坦に見えるように示す。この実施形態では、電極 E1 - 電極 E10 のそれぞれは、長さ「L」及び幅「w」の矩形であって、隣接する電極の平行な縁と縁との距離が「d」である。図 3 を用いて既に説明したように、アブレーション指数 I が、式 (3) : $I = P / D = 2(w + L) / d$ に従って電極 156 の大きさ、形状、及び相対位置を確立する。ここで、P は電極 156 の外周である。

20

【0041】

図 26 に例示されている電極は形状が矩形であるが、式 (3) に従ったアブレーション指数 I を有する他の形状も本発明に適している。但し、条件として d は実質的に一定である。即ち、電極の隣接する縁同士は、隣接する電極の長さに沿って一定の距離離間すべきである。従って、電極 156 を曲線状にすることも可能である。先述したように、アブレーション指数 I は、約 1 ~ 約 200 の範囲とすることができ、より具体的には図 24 のグラフの領域「A」によって示されるような約 15 ~ 約 35 の範囲である。加えて、電極 156 全てを、同じ幅、同じ長さ、または同じ電極 156 間の距離とする必要はない。別の実施形態では、例えば、アブレーション指数は、所望の組織アブレーション効果を得るために隣接する電極の対間で変化し得る。

30

【0042】

再び図 25 を参照すると、制御ユニット 25 は通常、所定のシーケンス及びパターンに従って複数の電極 156 を作動させるための内部スイッチングネットワークを含む。任意の 2 つの隣接する電極 156 が互いに反対の極性を持ち、組織と密着している場合は、これら 2 つの隣接する電極間の組織はアブレーションされるが、これら 2 つの隣接する電極 156 の下側の組織はアブレーションされない。制御ユニット 25 は、電極 156 を作動させるためのプログラム可能な多重化システムを含み、当業者が容易に製造することができる。作動のための所定シーケンスの例が以下の表に示されている。ここで、E1 - E10 は電極、T1 - T9 は時間、(+) は正の極性、(-) は負の極性、空欄は特定の時間エネルギーが加えられなかった電極を示す。

40

【表 1】

	E1	E2	E3	E4	E5	E6	E7	E8	E9	E10
T1	+	-								
T2		+	-							
T3			+	-						
T4				+	-					
T5					+	-				
T6						+	-			
T7							+	-		
T8								+	-	
T9									+	-

10

【表 2】

	E1	E2	E3	E4	E5	E6	E7	E8	E9	E10
T1	-	+	-							
T2		-	+	-						
T3			-	+	-					
T4				-	+	-				
T5					-	+	-			
T6						-	+	-		
T7							-	+	-	
T8								-	+	-
T9									-	+

20

30

【表 3】

	E1	E2	E3	E4	E5	E6	E7	E8	E9	E10
T1	-	+	-							
T2			-	+	-					
T3					-	+	-			
T4							-	+	-	
T5									-	+

40

【表 4】

	E1	E2	E3	E4	E5	E6	E7	E8	E9	E10
T1	-	+	-	+	-	+	-	+	-	+

【0043】

表 1 では、時間 T 1 で電極 E 1 及び電極 E 2 にエネルギーが加えられ、電極 E 3 - 電極 E 10 にはエネルギーが加えられていない。時間 T 2 では、電極 E 2 及び E 3 にエネルギーが加えられ、電極 E 1 及び電極 E 4 - 電極 E 10 にはエネルギーが加えられない。観察窓の全ての組織がアブレーションされるまで、この動作が繰り返される。それぞれの作動時間は様々にすることができるが、一実施形態では約 1 秒～約 2 秒とすることができる。この要領で順番に電極 156 にエネルギーを加えることにより、高周波発生器 14 に必要なピーク出力を、全ての電極 156 に同時にエネルギーを加える場合よりも大幅に低減することができる。また表 4 に示されているように、全ての電極に同時にエネルギーを加えることができるが、組織がアブレーションされる時に組織のアブレーションを適切な窓で観察できるように、表 1 及び表 2 に示されている逐次的な方法で電極にエネルギーを加えるのが好ましい。

10

【0044】

医師は、図 1～図 5 の内視鏡アブレーションシステム 10 で説明した要領と同じ要領で図 25 に示されている内視鏡アブレーション装置 9 を用いることができるが、大きく異なる点が 1 つある。即ち、内視鏡アブレーションシステム 9 に多数の電極が設けられているため、内視鏡アブレーションシステム 10 に必要な程、体腔内で内視鏡アブレーションシステム 9 を医師が回転させる必要がない。電極 156 が実質的にアブレーションキャップの外周全体に配置される場合、体腔の全周の組織をアブレーションするために、内腔において何れかの方向に電極 156 の幅 w に等しい距離、装置を 1 回、回転させるだけでよい。

20

【0045】

表 2 及び表 3 では、3 つの電極に同時にエネルギーが加えられる。図 26 に 10 個の電極が示されているが、必要に応じてそれ以上或いはそれ以下の電極を設けることができることを理解されたい。

30

【0046】

図 27 は、先端側に取り付けられたイメージセンサ 120 を備えた内視鏡アブレーションシステム 11 の先端部の断面図である。内視鏡アブレーションシステム 11 は、組織の視覚化に軟性内視鏡及び従来のビデオタワー (video tower) を必要としない。内視鏡アブレーションシステム 11 は、可撓性シャフト 138 及び取り外し可能なアブレーションキャップ 146 を用いることができるアブレーションキャップ 146 を含む。内視鏡アブレーションシステム 11 はまた、アブレーションキャップ 146 が可撓性シャフト 136 から取り外すことができないように形成してもよい。可撓性シャフト 138 は、イメージセンサ 120 を備えたセンサハウジング 140 を含む。イメージセンサ 120 は、オムニビジョンテクノロジー社 (Omnivision Technologies, Inc.) (www.ovt.com) から入手可能なモデル番号 OV7910 等の CMOS (相補型金属酸化膜センサ) カメラとすることができる。イメージセンサ 120 は、この実施形態に示されているような対物レンズ 122 を含む得る。イメージセンサ 120 はまた、例えば赤色 LED 照明と共に用いることができるピンホール型 CMOS カメラとしてもよい。可撓性シャフト 138 内を通る CMOS ケーブル 124 は、NTSC 形式或いは PAL 形式のディスプレイモニターに接続するための 1 本のワイヤと、5V DC 電源に接続するための一対の電気リード線を含む。

40

【0047】

再び図 27 を参照されたい。アブレーションキャップ 146 は、ポリカーボネート等の

50

透明なプラスチックから形成された硬質支持部材 154 を含み得る。アブレーションキャップ 146 はまた、図 18 を用いて説明した硬質支持部材 26 と概ね同じ構造とすることができる。硬質支持部材 154 は中空であって、内面 162 及び外面 164 を有する。複数の照明装置 126 が、イメージセンサ 120 の視野を照明するために、内面 162 に表面実装されている。Nichia (www.nichia.co.jp) が販売するモデル番号 NSPW50BS 等の表面実装された白色 LED が照明装置 126 として好適である。照明装置用リード 128 により、照明装置 126 が DC 電源に (図示せず) 電氣的に接続されている。アンビリカルチューブ 134 は、硬質支持部材 154 に取り付けられた先端部を備え、体腔の外側に十分に延びる長さを有している。アンビリカルチューブ 134 は、少なくとも 1 つのクリップ 136 を用いて可撓性シャフト 138 に取り外し可能に取り付けることができる。アンビリカルチューブ 134 は、照明装置用リード 128、複数の両極電極リード 132、真空源 (図示せず) に接続された吸引チューブ 130 を含む。

10

【0048】

図 28 は、図 27 に示されている内視鏡アブレーションシステム 11 の先端部の側面図である。図 28 では、アブレーションキャップ 146 及びアンビリカルチューブ 134 が可撓性シャフト 138 から取り外されており、これによりイメージセンサ 120 を含む気密シールされた清浄可能なタイプの可撓性シャフト 138 の清浄及び再使用が可能となる。アブレーションキャップ 146 及びアンビリカルチューブ 134 は体液を移送し、部品、特に繰り返しの使用で劣化し得る電極 128 を支持するため、1 人の患者のみに使用される使い捨て部品として製造することができる。図 28 に示されている態様は、アブレーションキャップ 146 を可撓性シャフト 138 に取り付ける様々な態様の 1 つである。少なくとも 1 つの保持スロット 144 のそれぞれが、可撓性シャフト 138 の先端部に設けられたボス 141 から径方向に突き出た対応するポスト 142 に係合する (2 つの部品を取り付けるこの態様は、一般に「差し込み接合」(bayonet fitting)と呼ばれる)。

20

【0049】

本発明に従った観察窓及びアブレーション指数を有する電極は、例えばエンドカッター (endocutters) 等の他の外科器具に用いることができる。更に、本発明に従ったアブレーション指数を有する電極は、組織接合、電気穿孔、静脈瘤の凝固、及び痔等の他の治療行為に用いることができる。

【0050】

本発明の好適な実施形態を説明してきたが、当業者であればこれらの実施形態が単なる例であることを理解できよう。また、当業者であれば、本発明の範囲から逸脱することなく様々な変更、変形、及び置換を思い付くであろう。従って、添付した特許請求の範囲の概念及び範囲のみが本発明を制限するものである。

30

【0051】

本発明の実施態様は以下の通りである。

(1) 更に、所定のシーケンスに従って前記複数の電極に電流を流す電源を含むことを特徴とする請求項 1 に記載のアブレーションシステム。

(2) 更に、所定の継続時間に従って前記複数の電極に電流を流す電源を含むことを特徴とする実施態様 (1) に記載のアブレーションシステム。

40

(3) 前記アブレーション指数 I が約 15 ~ 約 35 の範囲であることを特徴とする請求項 1 に記載のアブレーションシステム。

(4) 前記複数の電極のそれぞれが、幅 w、長さ L の矩形であって、 $P = 2(w + L)$ であることを特徴とする請求項 1 に記載のアブレーションシステム。

(5) 前記アブレーションシステムが更に、内視鏡を受容するためのシース、及び前記シースの先端部に配置されたアブレーションキャップを含み、前記複数の電極がアブレーションキャップ上に配置されており、前記複数の観察窓が前記アブレーションキャップの一部を形成していることを特徴とする請求項 1 に記載のアブレーションシステム。

【0052】

(6) 更に、シースの先端部に取り付けられた中空のアブレーション用エンドキャップ

50

を含み、軟性内視鏡の先端部を、少なくともその一部が前記アブレーション用エンドキャップ内に延在するように前記シース内に挿入することができ、前記シース及び前記アブレーション用エンドキャップが前記軟性内視鏡に対して回動可能であることを特徴とする請求項 1 に記載のアブレーションシステム。

(7) 更に、テーパ状エンドカバーを有するアブレーションキャップを含むことを特徴とする請求項 1 に記載のアブレーションシステム。

(8) 前記テーパ状エンドカバーが閉じた構造を有しており、更に、その中を内視鏡の先端部が通れるように開くように適合されていることを特徴とする実施態様(7)に記載のアブレーションシステム。

(9) 前記テーパ状エンドカバーが通常は開いていて、その中を内視鏡の先端部が通れるように適合されていることを特徴とする実施態様(7)に記載のアブレーションシステム。 10

(10) 前記テーパ状エンドカバーが透明な可撓性材料から形成されることを特徴とする実施態様(7)に記載のアブレーションシステム。

【0053】

(11) 前記テーパ状エンドカバーがガイドワイヤ上を通るように適合されていることを特徴とする実施態様(7)に記載のアブレーションシステム。

(12) 更に、前記シースの基端部に接続された回動ノブを含むことを特徴とする実施態様(6)に記載のアブレーションシステム。

(13) 更に、前記シース内を流れる流体を制限するためのシールを含むことを特徴とする実施態様(6)に記載のアブレーションシステム。 20

(14) 前記方法が更に、隣接する電極が約 15 ~ 約 35 の範囲のアブレーション指数を有するように複数の電極対を設けるステップを含むことを特徴とする請求項 2 に記載の方法。

(15) 更に、所定のシーケンスで前記隣接する電極対にエネルギーを加えるステップを含むことを特徴とする請求項 2 に記載の方法。

【0054】

(16) 更に、前記電極対に所定時間、エネルギーを加えるステップを含むことを特徴とする請求項 2 に記載の方法。

(17) 前記密着させるステップが、前記電極の周りに内腔を収縮させて密着させるために真空源を設けることを含むことを特徴とする請求項 3 に記載の方法。 30

(18) 更に、前記電極対の間にエネルギーを加えながら前記電極対間の組織を観察するステップを含むことを特徴とする請求項 3 に記載の方法。

【図面の簡単な説明】

【0055】

【図 1】軟性内視鏡に取り付けられた本発明に従った内視鏡アブレーションシステムを例示する斜視図である。

【図 2】図 1 に例示された内視鏡アブレーションシステムの先端部におけるアブレーションキャップの拡大図である。

【図 3】図 2 に例示されたアブレーションキャップに取り付けることができる隣接した 2 つの電極の相対的な位置及び大きさを示す幾何学的線図である。 40

【図 4】人の下部食道及び胃上部を示す断面図である。

【図 5】下部食道における組織を治療するための図 1 の内視鏡アブレーションシステムの使用を例示する図である。

【図 6】図 1 の内視鏡アブレーションシステムを用いて治療された組織を示す下部食道の断面図である。

【図 7】回動ノブ 58 及びバルブ 60 (テーパ状エンドカバーとも呼ぶ)を含む内視鏡アブレーションシステムの別の実施態様を例示する斜視図である。

【図 8】図 7 に例示された内視鏡アブレーションシステムの先端部の断面図である。

【図 9】図 8 に例示された内視鏡アブレーションシステムの線 9 - 9 に沿って見た断面図 50

である。

【図 10】図 8 に例示された内視鏡アブレーションシステムの線 10 - 10 に沿って見た断面図である。

【図 11】電極スレッド 70 を含む内視鏡アブレーションシステムの更なる実施形態を例示する斜視図である。

【図 12】延出した位置にある電極スレッド 70 を示す図 11 に例示された内視鏡アブレーションシステムの先端部の拡大斜視図である。

【図 13】格納された位置にある電極スレッド 70 を示す図 11 に例示された内視鏡アブレーションシステムの先端部の拡大斜視図である。

【図 14】延出した位置にある電極スレッド 70 を示す図 11 に例示された内視鏡アブレーションシステムの先端部の拡大平面図である。 10

【図 15】延出した位置にある電極スレッド 70 を示す図 11 に例示された内視鏡アブレーションシステムの先端部の拡大側断面図である。

【図 16】図 11 に例示された内視鏡アブレーションシステムの先端部の拡大端面図である。

【図 17】テーパ状エンドカバー 84 及びタイマ 91 を含む内視鏡アブレーションシステムの更なる実施形態を例示する斜視図である。

【図 18】複数の電極 28 が先端部 104 に近接してテーパ状エンドカバー 84 に取り付けられた、図 17 に示されている内視鏡アブレーションシステムの先端部の断面図である 20

【図 19】複数の電極 28 が硬質支持部材 26 に取り付けられた、図 17 に示された内視鏡アブレーションシステムの先端部の断面図である。

【図 20】複数の電極 28 が部分的に硬質支持部材 26 及びテーパ状エンドカバー 84 に取り付けられた、図 17 に示された内視鏡アブレーションシステムの先端部の断面図である。

【図 21】図 17 に示されている内視鏡アブレーションシステムの基端部の断面図である。

【図 22】図 17 に示されている内視鏡アブレーションシステムが挿管されている患者の口及び喉を示す断面図である。

【図 23】開口端ピース 114 (テーパ状エンドカバーとも呼ぶ) を含む内視鏡アブレーションシステムの更なる実施形態の先端部の断面図である。 30

【図 24】本発明に従った内視鏡アブレーションシステムについての、アブレーション指数 I に対するアブレーションの質の関係を示すグラフである。

【図 25】制御ユニット 150 及び高周波発生器に電氣的に接続された複数の電極 28 を備えたアブレーションキャップ 20 の等角図である。

【図 26】図 25 に例示されたアブレーションキャップ 20 に取り付けられた複数の電極 28 の相対的な大きさ及び位置を示す幾何学的線図である。

【図 27】イメージセンサ 120 を含む内視鏡アブレーションシステム 11 の先端部の断面図である。

【図 28】取り外し可能なアブレーションキャップ 146 が可撓性シャフト 138 から取り外された、図 27 に示された内視鏡アブレーションシステム 11 の先端部の側面図である。 40

【符号の説明】

【0056】

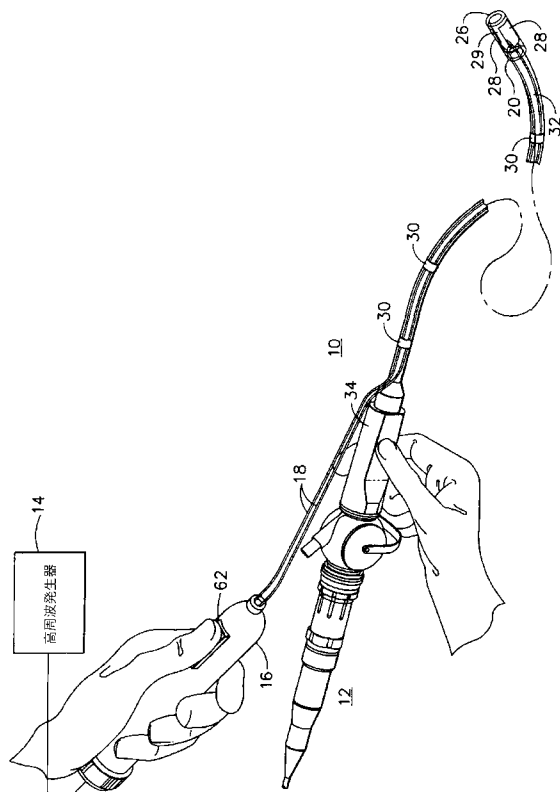
- 10 内視鏡アブレーションシステム
- 12 内視鏡
- 16 ハンドピース
- 18 導線
- 20 アブレーションキャップ
- 22 回動チューブ

- 2 6 硬質支持部材
- 2 8 電極
- 2 9 観察窓
- 3 0 クリップ
- 3 2 可撓性シャフト
- 3 4 ハンドル
- 3 6 動作チャンネル
- 3 8 映像用ポート
- 4 0 光源
- 4 2 食道
- 4 4 筋肉層
- 4 6 粘膜層
- 4 8 病変組織
- 5 0 胃粘膜
- 5 2 胃 - 食道接合部
- 5 4 胃
- 5 6 治療済み組織
- 5 8 ノブ
- 6 0 バルブ
- 6 3 シース
- 6 4 外側チューブ

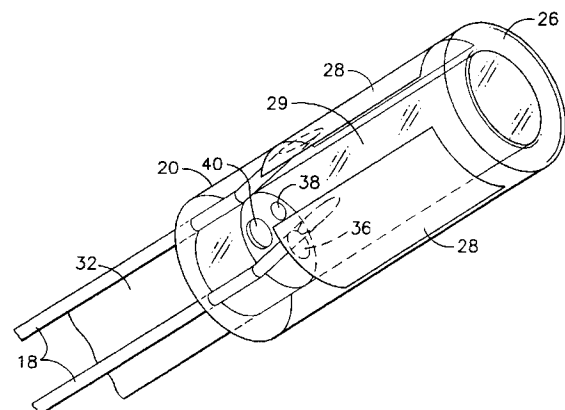
10

20

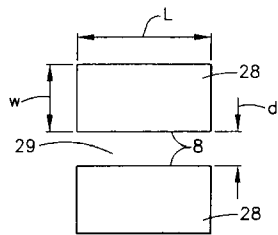
【図 1】



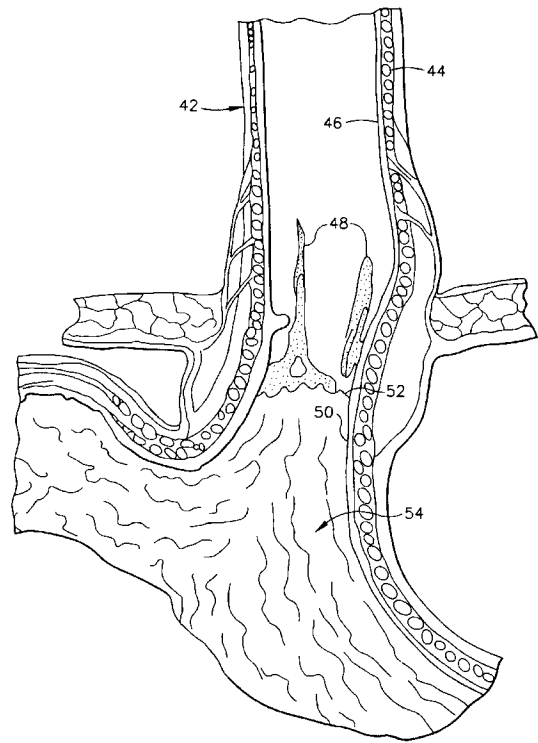
【図 2】



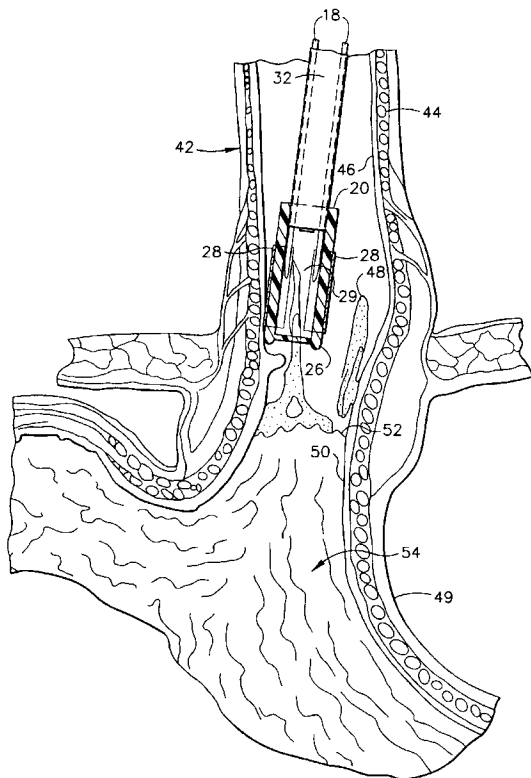
【 図 3 】



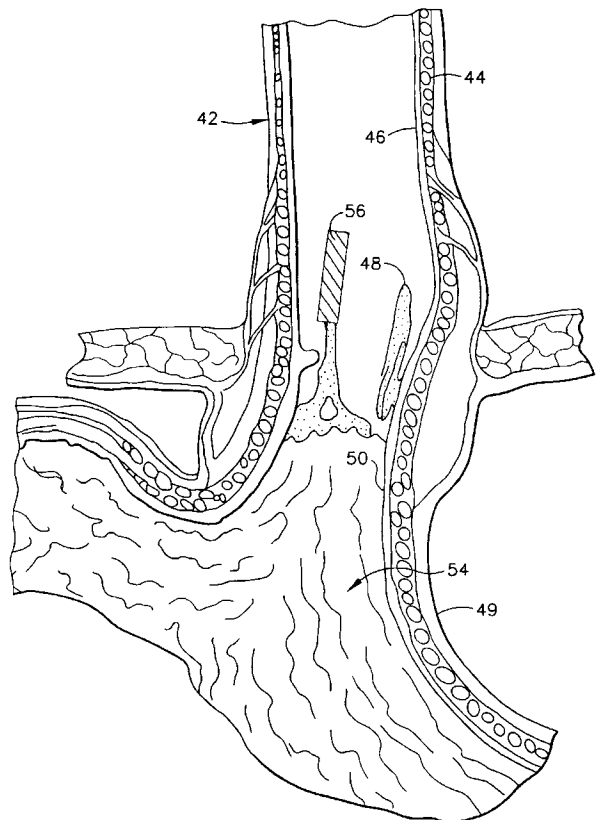
【 図 4 】



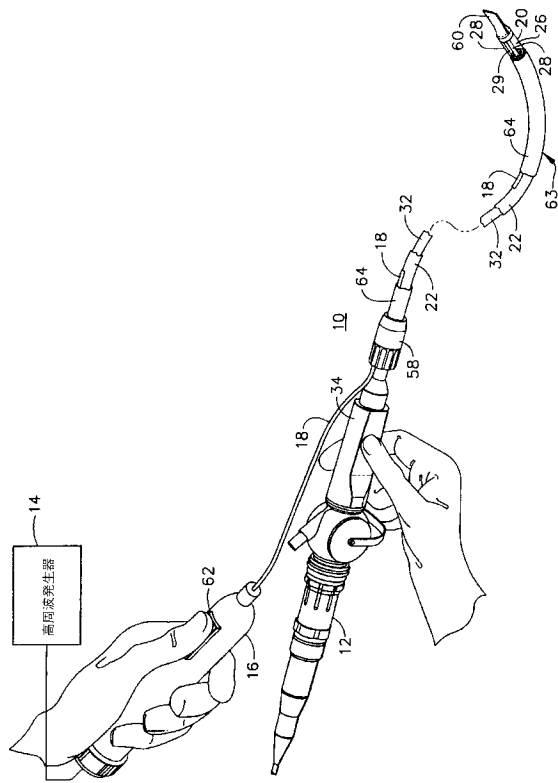
【 図 5 】



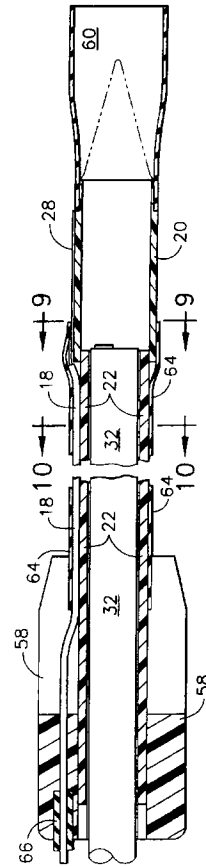
【 図 6 】



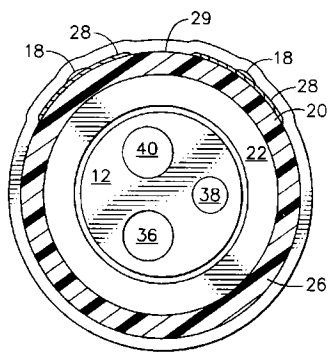
【図 7】



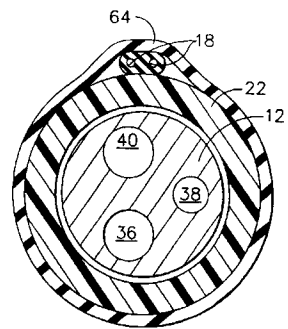
【図 8】



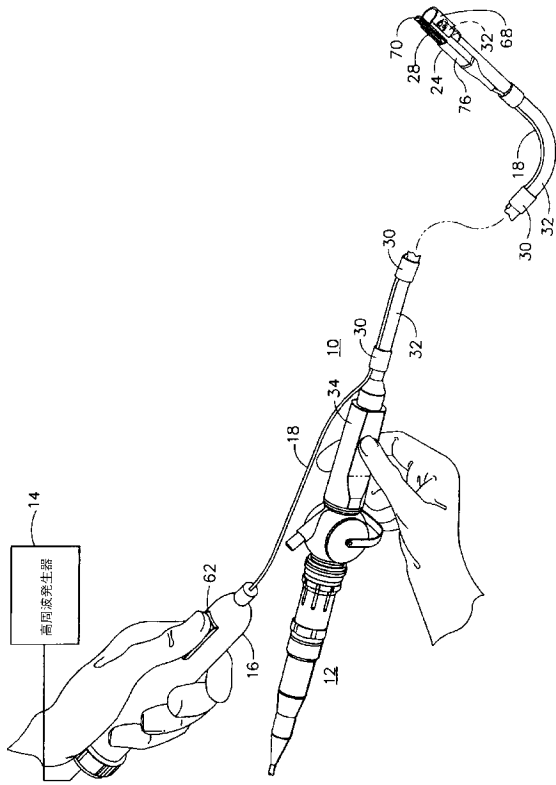
【図 9】



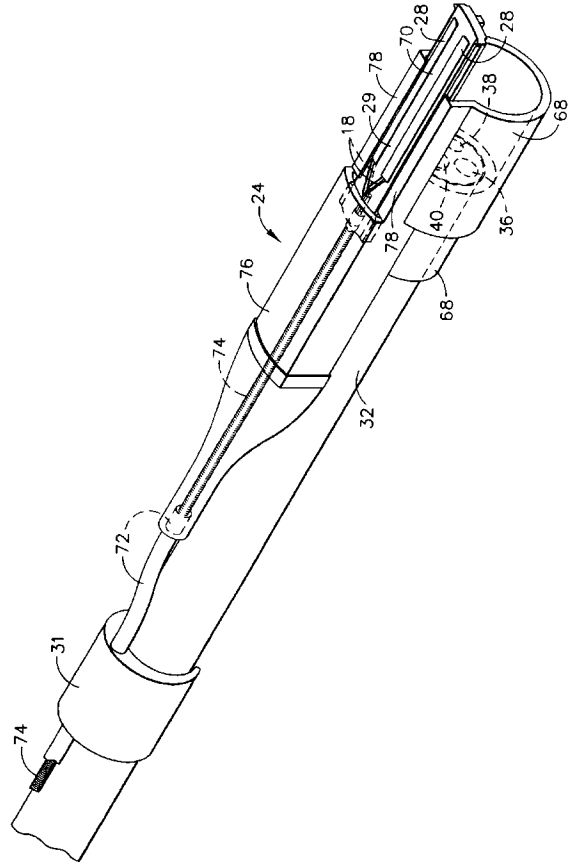
【図 10】



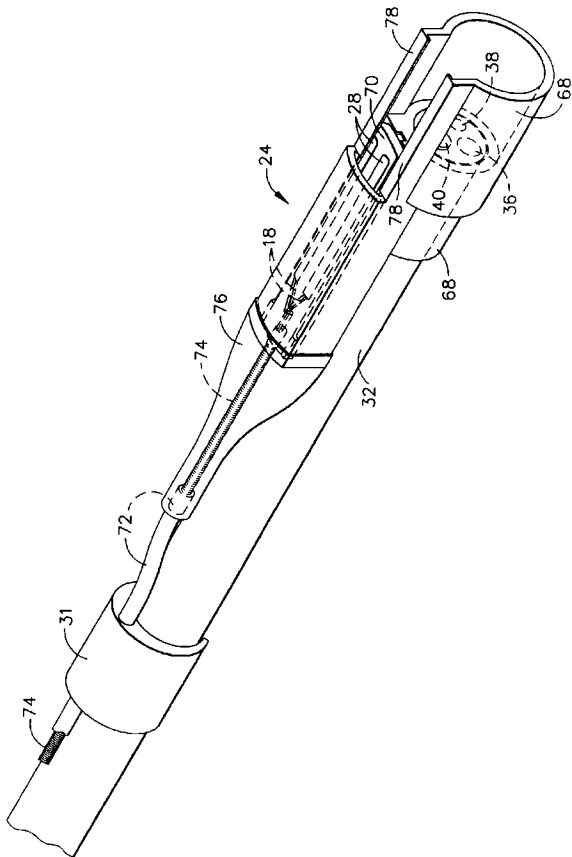
【図 1 1】



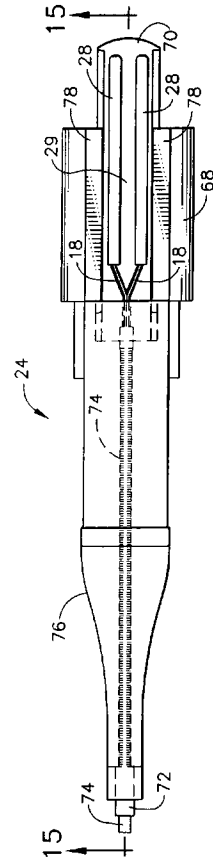
【図 1 2】



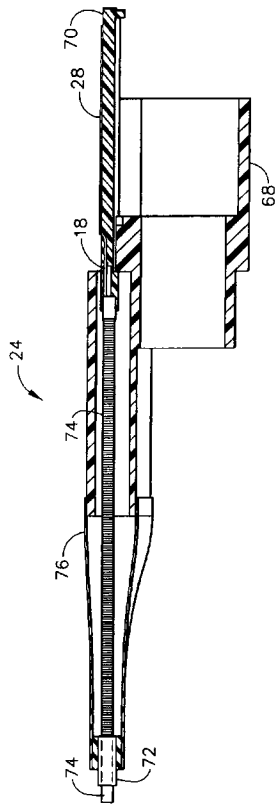
【図 1 3】



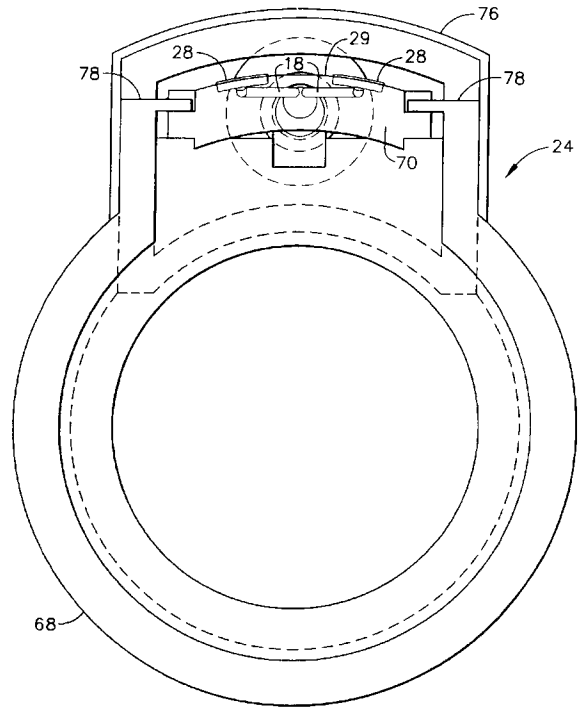
【図 1 4】



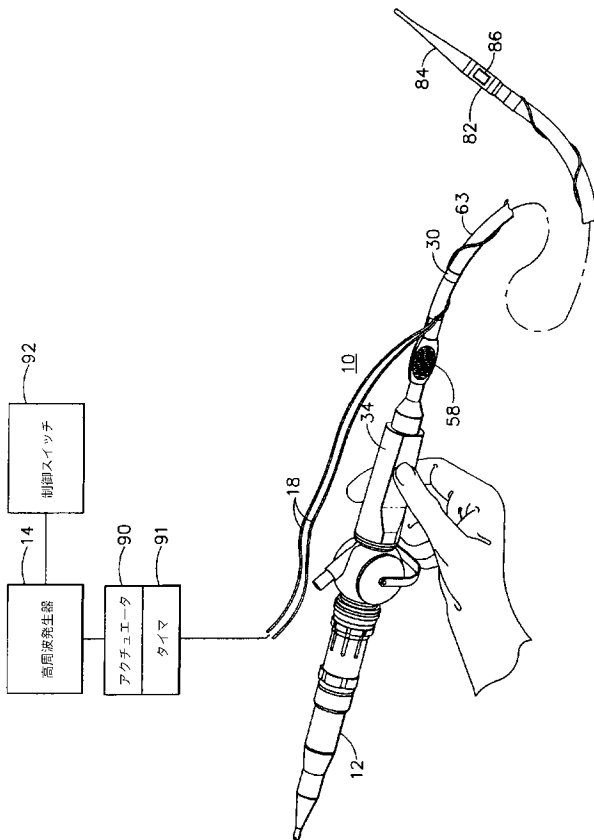
【図 15】



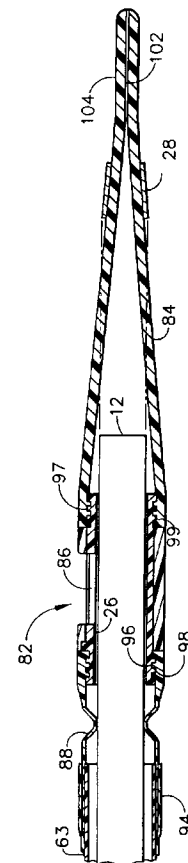
【図 16】



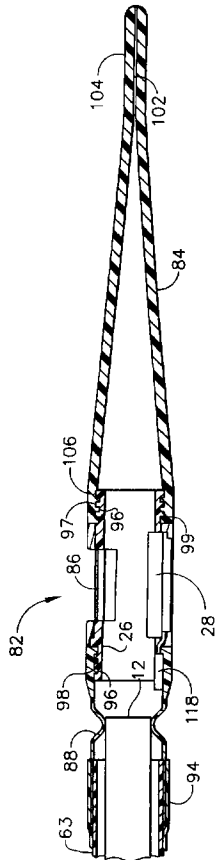
【図 17】



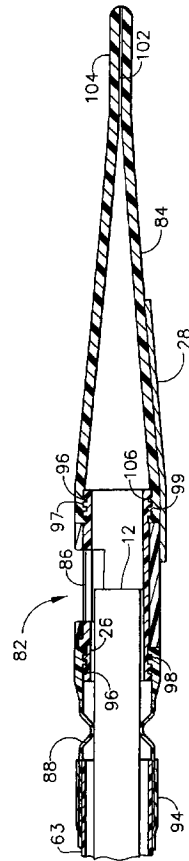
【図 18】



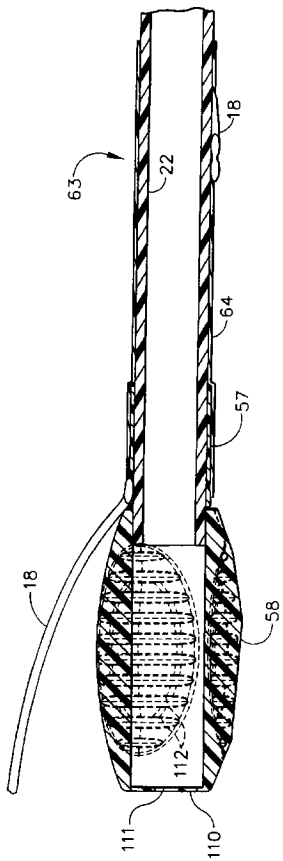
【図 19】



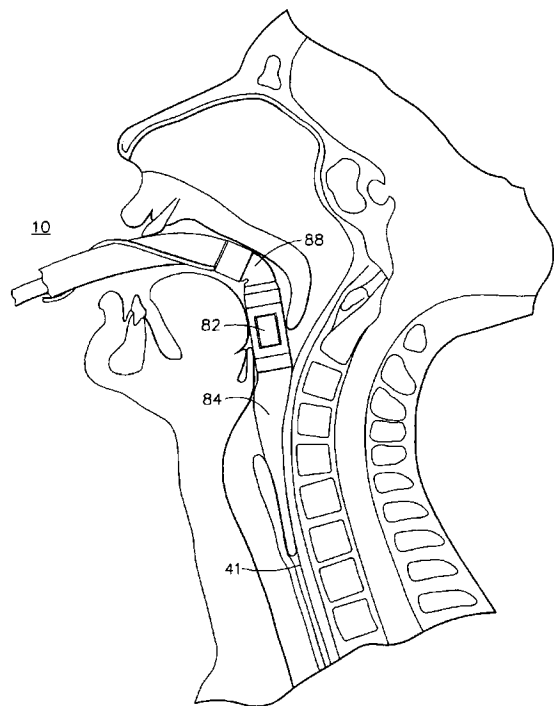
【図 20】



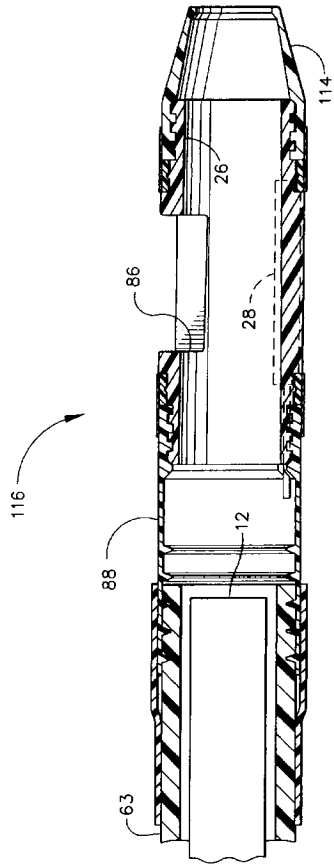
【図 21】



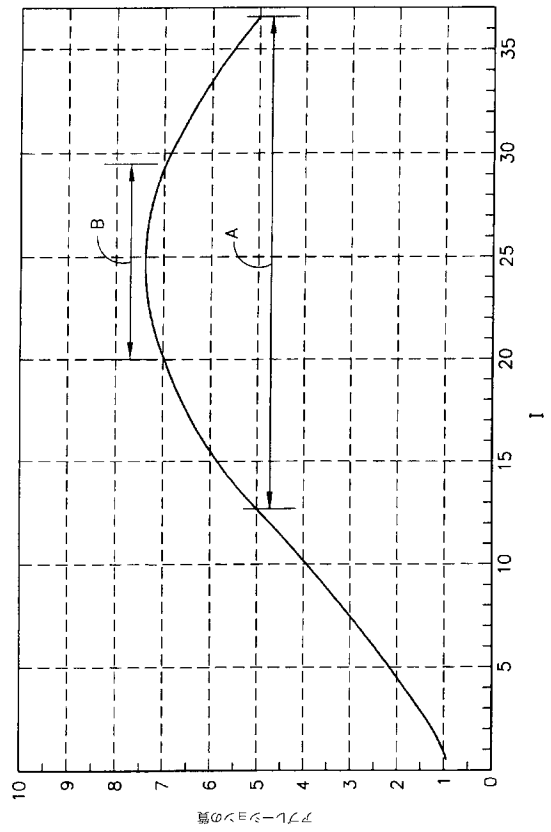
【図 22】



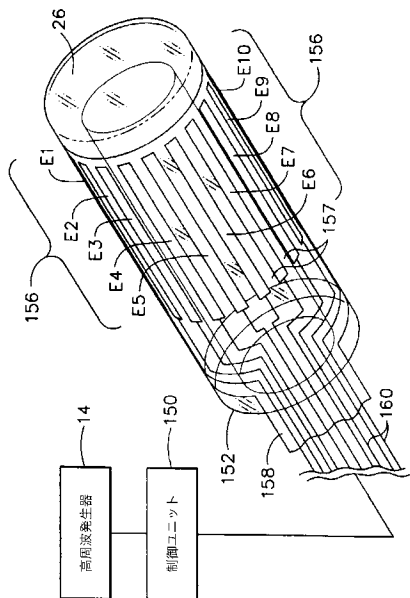
【図 2 3】



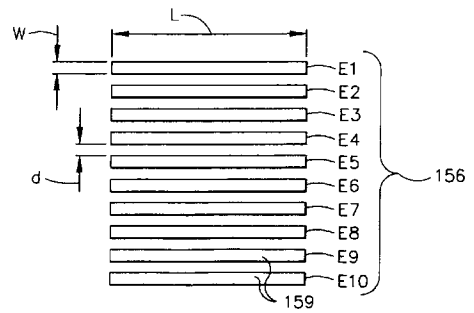
【図 2 4】



【図 2 5】



【図 2 6】



フロントページの続き

(74)代理人 100101133

弁理士 濱田 初音

(72)発明者 ゲーリー・エル・ロング

イギリス国 イングランド、バッキンガムシャー、エス・エル・9 7・ピー・ゼット ジェラー
ズ・クロス、ドナー・クローズ 1 5

F ターム(参考) 4C060 KK47

4C061 AA02 GG15 HH56

【外国語明細書】

2004261581000001.pdf

专利名称(译)	内窥镜消融系统具有多个电极和消融方法		
公开(公告)号	JP2004261581A	公开(公告)日	2004-09-24
申请号	JP2003325020	申请日	2003-09-17
[标]申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
申请(专利权)人(译)	爱惜康完 - Sajeryi公司		
[标]发明人	ゲーリーエルロング		
发明人	ゲーリー・エル・ロング		
IPC分类号	A61B18/04 A61B1/00 A61B18/00 A61B18/14 A61B19/00		
CPC分类号	A61B18/1492 A61B90/30 A61B90/361 A61B2018/00291 A61B2018/00494 A61B2018/00553 A61B2018/00982 A61B2018/1467 A61B2090/3614		
FI分类号	A61B17/38.310 A61B1/00.300.J A61B1/00.622 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/KK47 4C061/AA02 4C061/GG15 4C061/HH56 4C160/KK03 4C160/KK06 4C160/KK07 4C160/KK12 4C160/KK13 4C160/KK25 4C160/KK36 4C160/KK37 4C160/MM43 4C161/AA02 4C161/GG15 4C161/HH56		
优先权	10/245928 2002-09-18 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种改进的内窥镜消融系统，用于治疗食道的病变组织。一种组织消融系统，其可以包括多个电极以及在每对相邻电极之间的观察窗。能量以预定顺序施加到这些电极，以消融体腔内周缘上的组织。[选型图]图1

